

München 1960

Untersuchungen zur Lagebestimmung
der elektrischen Herzachse
aus dem Elektrokardiogramm
unter Zugrundelegung des Integralvektors

von

BERNHARD WINK

Aus der Medizinischen Poliklinik der Universität München
(Direktor: Professor Dr. W. Seitz)

Untersuchungen zur Lagebestimmung der elektrischen
Herzachse aus dem Elektrokardiogramm unter
Zugrundelegung des Integralvektors

Inaugural-Dissertation

Zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfaßt und einer Hohen Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Bernhard Wink

aus

Icking /Obb.

1960



**Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen
Fakultät der Universität München**

Referent: Professor Dr. W. Seitz

Dekan: Professor Dr. H. H. Eyer

Tag der mündlichen Prüfung: 11. 10. 1960

Inhaltsverzeichnis

Einleitung: Grundsätzliche Gedanken zur vektoriellen Betrachtung des Elektrokardiogramms	4
Methode der Lagebestimmung der elektrischen Herzachse in der Frontalebene	5
a) aus den bipolaren Extremitätenableitungen nach Einthoven	5
b) aus den unipolaren Extremitätenableitungen nach Wilson und Goldberger	8
c) unter Verwendung einer eigenen Diagramm-Konstruktion..	9
Methode der Lagebestimmung der elektrischen Herzachse in der Horizontalebene	12
a) aus den unipolaren Brustwandableitungen	12
b) unter Verwendung einer eigenen Diagramm-Konstruktion..	15
Abbildungen	18
Zusammenfassung	28
Literaturverzeichnis	29

Einleitung: Grundsätzliche Gedanken zur vektoriellen Betrachtung des Elektrokardiogramms.

Dem elektrophysiologischen Grundgesetz entsprechend erzeugt jede Erregung in einer lebenden Zelle ein bestimmtes elektrisches Potential. Bei diesem Vorgang, der zur den grundsätzlichen Lebensäußerungen einer Zelle gehört, verhält sich die Oberfläche der erregten Zelle negativ gegenüber der unerregten, woraus sich eine Potentialdifferenz zwischen tätiger und ruhender Zelle ergibt. Da das Herz in seinem anatomischen Aufbau ein Synzytium spezifischer Muskelzellen ist, folgt daraus im Verlauf einer nomotopen Erregung die Ausbreitung der Potentialdifferenzen auf bestimmten, anatomisch-physiologisch definierten Bahnen über die Muskelgebiete des gesamten Organs (Abb. 1). Zusammenfassend bedeutet das, daß im Verlauf einer Herzaktion die einzelnen Teile des Herzens, entsprechend der normalen Erregungsleitung, nacheinander tätig sind, und daß deshalb Potentialdifferenzen zwischen den einzelnen, schon tätigen und den noch ruhenden Herzteilen entstehen. Mittels des Elektrokardiogramms ist es möglich, diese Potentialdifferenzen chronologisch zu erfassen und in Form von graphischen Kurven zu registrieren. Bei der Betrachtung und Auswertung dieser graphischen Kurven ist es wesentlich, sich zu vergegenwärtigen, daß jene nur das unvollständige Abbild der komplexen elektrophysiologischen Vorgänge sind, durch die sie entstehen. Jeder Abschnitt des Elektrokardiogramms ist Ausdruck einer bestimmten physikalischen Größe, die sich durch Wert und Richtung definiert und als Vektor bezeichnet wird. Mit Recht werden also die Potentialdifferenzen als Vektoren bezeichnet und von dieser Überlegung aus die graphischen Kurven gewertet. H o l z - m a n n schreibt zur Vektorkardiographie: "Sie fußt auf der Voraussetzung, daß das in jedem Zeitpunkt der Herzaktion im Körper erzeugte elektrische Feld durch einen Summationsdipol bedingt wird. Dieser entspricht der Resultanten aller in diesem Zeitpunkt vorhandenen Potentialdifferenzen, und sein Nullpunkt ist in den Schwerpunkt des räumlichen Herzabschnittes zu verlegen, in dem sich in diesem Zeitpunkt die Erregungsfront befindet."

Z á r d a y sieht in der vektoriellen Auswertung des Elektrokardiogramms erst die wissenschaftliche Rechtfertigung der früher rein empirisch erfahrenen Bedeutung der einzelnen EKG-Zacken, er schreibt: "So ist das Ziel der elektrischen Herzuntersuchung, den Verlauf des resultierenden Herzvektors in den verschiedenen Augenblicken der Systole zu bestimmen - und nicht deren Projektionen. Letztere - die EKG-Zacken - sind nur Hilfsmittel dazu."

Den folgenden Ausführungen wird dementsprechend die vektorielle Betrachtungsweise zugrundeliegen, denn sie ist Ausgangspunkt für die richtige Deutung der mit Umsicht gesammelten Teilerfahrungen.

Methode der Lagebestimmung der elektrischen Herzachse in der Frontalebene
a) aus den bipolaren Extremitätenableitungen nach Einthoven

Um das Elektrokardiogramm eines Patienten sinnvoll auswerten zu können, speziell in Bezug auf die für ihn charakteristischen pathologischen Organveränderungen, ist vor allem wichtig zu wissen, welchem Lagetypus er angehört und welche, unter Umständen möglichen Besonderheiten sich aus der Projektion des Integralvektors auf die "Ableitelinie" (S c h ä f e r) beziehungsweise die Ableitungsebene ergeben. Entscheidend für die Lagebestimmung der elektrischen Herzachse aus dem Elektrokardiogramm ist Größe und Richtung des Integralvektors. Nach S c h ä f e r entspricht er der Resultanten aus mehreren Komponentenvektoren: "Registriert wird mit den Extremitätenableitungen also ein Integralvektor, der an sich keine Rückschlüsse auf die einzelnen Komponenten gestattet. Denn der gleiche Integralvektor kann aus den verschiedensten Komponentenschwärmen entstehen. Was wir ableiten und als Vektor aus den Extremitäten-Ableitungen konstruieren, ist also eine virtuelle Größe. Ihr liegt ein unmittelbarer anatomischer Sinn nicht zugrunde, doch wird die Richtung des Vektors durch die Richtung der ihn erzeugenden Muskelfaser bestimmt."

Somit ist durch die anatomischen Verhältnisse, das heißt durch die spezifische Muskelzellenanordnung im Myokard beider Kammern, letztlich mittelbar doch eine Gesamtvektorrichtung angezeigt (vergleiche Elektrokardiogramm eines Normtyps und eines Situs inversus), die allerdings nicht der anatomischen Herzachse entspricht, denn für jedes entstehende Potential in einer Herzmuskelzelle gilt folgendes Gesetz:

Die Aktionsspannung, welche in ihrer Richtung an sich senkrecht zur Membranebene steht, entwickelt als einzigen von außen ableitbaren Spannungsanteil einen Spannungsabfall, dessen Richtung parallel der Faser verläuft und der um so größer ist, je weniger Spannung im Inneren der Faser verlorengelht, je kleiner also der Innenwiderstand der Faser, verglichen mit dem Außenwiderstand, ist (nach S c h ä - f e r).

Um die Potentialdifferenz des Herzens im Verlauf einer Herzperiode zu erfassen, hat E i n t h o v e n unter der Voraussetzung, daß einfache mathematische Beziehungen bestehen zwischen den elektrischen Potentialen und deren Projektionen auf die Ableitungsebene, die trigonometrische Figur eines gleichseitigen Dreiecks gewählt, in dessen Mittelpunkt er das Herz annahm. Das Dreieck liegt in der Frontalebene und jede der drei Seiten zeigt eine andere Ableitungsebene an, und zwar so, daß jede Ableitung den Integralvektor unter einem bestimmten Winkel erfaßt, der maßgebend ist für die Größe und Richtung der Projektion auf diese Seite des E i n t h o v e n 'schen Dreiecks. Auf Grund geometrischer Berechnungen und in der Praxis durch direkte Messungen ergibt sich für die drei Projektionen das Verhältnis: $I + III - II = 0$ oder: $II = I + III$, das heißt, die jeweils größte der drei Vektorprojektionen ist gleich der Summe der beiden übrigen.

Durch den Winkel Alpha (α), den der Integralvektor mit der Grundseite des mit der Spitze zum linken Fuß zeigenden Dreiecks bildet, wird die Lage der elektrischen Herzachse - Integralvektor - üblicherweise Momentanvektor der Kammer-Hauptgruppe in der Frontalebene des Körpers definiert. Vergleiche der Vektorprojektion verschiedener Personen (zum Beispiel Pykniker und Astheniker) und die in diesen Diagrammen stets enthaltene mathematische Relation, lassen die Meinung begründet erscheinen, daß von einer gewissen Entfernung ab sich die Potentiale nicht mehr wesentlich verändern, denn sonst müßte sich die Größe des Integralvektors nicht entsprechend dem Winkel zur "Ableitelinie" verändern, sondern würde eine direkte Funktion der gegebenen Verkürzung beziehungsweise Verlängerung der einen oder anderen Seite des E i n t h o v e n 'schen Dreiecks sein, da die Gleichseitigkeit des Abstandes der einzelnen Ableitungsstellen und Ableitungsebenen vom Mittelpunkt des Dreiecks so gut wie

nie im praktischen EKG-Betrieb gegeben ist und oben erwähntes Projektionsgesetz sich trotzdem als weitgehend gültig erwiesen hat (zum Beispiel die Elektrokardiogramme von Amputierten oder bei Verletzungen der Extremitäten). Abgesehen von der geometrischen Unzulänglichkeit des "gleichseitigen" E i n t h o v e n 'schen Dreiecks in situ, sei noch der verschiedene Gewebswiderstand der einzelnen Organe erwähnt, die ja wesentlich die Potentialdifferenzen je nach Lage zugunsten oder ungunsten der einen oder der beiden anderen Ableitungen verändern.

Somit ist das E i n t h o v e n 'sche Dreieck eine wichtige Arbeitshypothese, die relativ unabhängig von den in Wirklichkeit gegebenen geometrischen Mißverhältnissen zu den erwähnten Projektionsgesetzmäßigkeiten führte. H o l z m a n n schreibt erklärend hierzu: "Die letzterwähnten Autoren (gemeint sind W i l l s o n und v. A r r i h g i) überprüften den Einfluß der Distanz am lebenden Menschen auf der Vorderseite des Stammes und bestätigten, daß, wenn der Abstand vom Herzen 12 cm übertraf, weitere Abnahmen der Amplitudengröße vernachlässigt werden konnten. Demnach konnten Elektroden, deren Abstand eine gewisse Distanz vom Herzen übertraf, als praktisch gleich weit entfernt betrachtet werden."

Zu den bisweilen auftretenden Unregelmäßigkeiten der Projektionen führt B o d e n an: "Wenn die abgegriffenen Elektrokardiogramme nicht ganz der geometrischen Konstruktion gleichen, so beruht das auf Fehlerquellen, die durch Nullpunktverschiebung, besonders bei Leitungsstörungen, Beeinflussung des elektrischen Feldes durch unterschiedlichen Gewebswiderstand und Körperoberfläche und abnorme Herzlage bedingt sein können." Zur Erläuterung des oben Gesagten seien vier charakteristische Vektorenkonstruktionen (Abb.3), sowie das allgemein übliche Typenschema der Vektorlagemöglichkeiten (Abb. 2) angeführt.

Auf den klassischen geometrischen Konstruktionen und Überlegungen E i n t h o v e n s basierend sind dann viele Methoden zur Vektoranalyse im Bezug auf Richtung, Lage und Größe ausgearbeitet worden, um "den manifesten Wert der Momentanachsen und ihres Winkels" (H o l z m a n n) exakt zu bestimmen, so zum Beispiel B o d e n , H o l z m a n n , L e p e s c h k i n , S c h e l l o n g ,

Schäfer, Plenczner, Wenckebach, Winterberg, Zárday und andere mehr.

Eine weitere Methode zur elektrischen Herzachsenbestimmung aus den Extremitätenableitungen, die auf den täglichen EKG-Betrieb im Bereich der Praxis zugeschnitten ist, wurde von Mathies ausgearbeitet (Abb. 11). Sie gibt relative Verhältnisswerte der Größe der Amplitude wieder und befaßt sich vorwiegend mit der Lage und der Richtungsbestimmung des Integralvektors. Die Voraussetzung dieser Methode sind die trigonometrischen Konstruktionen entsprechend dem gleichseitigen E i n t h o v e n 'schen Dreieck. Im Zusammenhang mit den unipolaren Extremitätenableitungen werden später die zu Grunde liegenden Überlegungen und deren praktische Anwendung ausführlich diskutiert, da beide Ableitungsarten in der gleichen Frontalebene liegen und zwischen ihnen ganz bestimmte gesetzmäßige Beziehungen bestehen.

b) aus den unipolaren Extremitätenableitungen nach Wilson und Goldberger

Die unipolaren Extremitätenableitungen gehen ursprünglich von Experimenten und Überlegungen der W i l s o n -Schule aus, die sich bemühten, eine möglichst indifferente Gegenelektrode zu erhalten, dadurch daß sie die drei Kabel der normalen Extremitätenableitungsstellen bei Zwischenschaltung von je 5000 Ohm vereinigten. Diese Wilson-Elektrode wird auch allgemein als "zentrales Ableitungsende" (=central terminal) benannt, weil sie entsprechend physikalischen Gesetzmäßigkeiten praktisch eine Null-Punkt-Elektrode ist, die in Bezug auf ihre physikalisch-geometrischen Gegebenheiten dem Null-Potentialwert des Zentrums des E i n t h o v e n 'schen Dreiecks gleichzusetzen ist. Die unipolaren Extremitätenableitungen bestehen also darin, daß die differente Elektrode an dem Extremitätenende entsprechend der Theorie des gleichseitigen E i n t h o v e n 'schen Dreiecks gegen die sogenannte Wilson-Elektrode abgeleitet wird. S c h ä f e r schreibt hierzu: "Da Herz und Wurzeln der Extremitäten annähernd in der Frontalebene liegen, ist also diese unipolare Ableitung leicht zu deuten. Sie gibt die Projektion des Vektors auf die jeweilige Linie OR, OL oder OF wieder, wenn O der Mittelpunkt des Vektors ist. Mit diesen drei unipolaren Ableitungen wird also die Reihe der Projektionen im

E i n t h o v e n 'schen Dreieck glücklich ergänzt." (Abb. 4-6)

Die mathematische Relation zwischen den bipolaren und den unipolaren Extremitätenableitungen ist definiert durch folgende Gleichungen:

$$\begin{aligned}VR + VL + FV &= 0 & I &= VL - VR \\I + III - II &= 0 & II &= VR - VR \\III &= VF - VL\end{aligned}$$

S c h ä f e r bezeichnet die unipolaren Extremitätenableitungen als Brustwandableitungen aus größerer Entfernung; B o d e n schreibt über die Anwendungsmöglichkeiten: "Trotz der Tatsachen, daß die unipolaren Extremitätenableitungen aus dem gleichen Vektordiagramm wie die Standard-Ableitungen konstruiert werden können, haben sie einen gewissen Wert. Dieser beruht aber nicht darauf, daß sie bestimmten Herzpartien zugeordnet werden können, vielmehr wird durch die Einführung dreier weiterer Ableitungslinien eine besonders feine Differenzierung aller Vektorlagen in der Frontalebene ermöglicht." (Abb. 4)

c) Unter Verwendung einer eigenen Diagramm-Konstruktion

Mit Hilfe des E i n t h o v e n 'schen Dreiecks läßt sich durch senkrechte Projektion der elektrischen Herzachse oder besser des Integralvektors auf die Seiten dieses gleichseitigen Dreiecks die relative Höhe und die Richtung der Hauptschwankung beziehungsweise der R-Zacke in jeder der drei Standard-Ableitungen konstruieren. Umgekehrt kann durch eine im täglichen Betrieb recht zeitraubende Konstruktion unter Zugrundelegen der in den drei Ableitungen gewonnenen EKG-Kurven (Höhe und Richtung der Hauptschwankungen bzw. R-Zacken) die Lage des Vektors bestimmt werden, welche der Lage der elektrischen Herzachse (soweit der Begriff in Analogie zur anatomischen Herzachse überhaupt physikalisch tragbar ist) in der Frontalebene entspricht. Die Richtung des Vektors wird durch den Winkel α definiert, wobei man sich auf die in Abbildung 2 angegebene Gradeinteilung geeinigt hat. Die Zuordnung zu bestimmten Lagetypen und deren Bezeichnung ist dabei leider nicht einheitlich. Deshalb können im Hinblick auf ihre Allgemeingültigkeit nur ungefähre Angaben gemacht werden.

Durch fortlaufende Konstruktion der Projektionen des Integralvektors auf die Dreiecksseiten während einer Vektordrehung um 360° lassen sich die Werte für die jeweilige Ausschlaghöhe und Ausschlag-

richtung festlegen und in ein Koordinaten-System eintragen, dessen Abszisse eine Aufteilung in die die Achsenlage bezeichnenden Winkelgrade erfährt, während die Ordinate eine Einteilung erhält, die die Festlegung der relativen Größenverhältnisse der Ausschläge in den drei Standard-Ableitungen gewinnen, die Sinuskurven darstellen, und die um 60° gegeneinander verschoben sind, da die Winkel zwischen den Seiten des gleichseitigen E i n t h o v e n 'schen Dreiecks gesetzmäßig jeweils 60° betragen (Abb. 11 oben). Wegen der besseren Übersicht werden die Kurven für die drei Ableitungen getrennt untereinander dargestellt. Dem mathematischen Gesetz zufolge, daß die Projektion eines sich um 360° drehenden Vektors auf den Radius des Dreiecks einer Sinuskurve entspricht, und durch die erlaubte, sinnvolle Übertragung dieses Gesetzes auf die Projektionen des sich um 360° drehenden Vektors auf die Seiten des E i n t h o v e n 'schen Dreiecks, können die Sinuskurven auch einfacher mit Hilfe der trigonometrischen Winkelfunktionen gewonnen werden. Der Vergleich der Höhe und Richtung der Ausschläge gegenüber der isoelektrischen Linie macht es möglich, den jeweils vorliegenden Positionstyp und den Lagewinkel der elektrischen Herzachse bzw. des Integralvektors rasch und relativ genau abzulesen. Es herrscht keine Einigkeit darüber, ob zur Festlegung der elektrischen Herzachse die Höhe und Richtung der R-Zacke oder die Amplitude der gesamten Hauptschwankung maßgebend ist. Die Größenverhältnisse dürften zwar oft keine wesentlichen Unterschiede aufweisen, aber es erscheint doch nicht unbedenklich, den gesamten QRS-Komplex zu Grunde zu legen, da er einen größeren Zeitraum erfaßt und die Richtung des Integralvektors sich nach den Erfahrungen der vektoriellen EKG-Diagnostik zu jedem Zeitpunkt ändert. Der Integralvektor ist ein Momentanvektor, der sich aus den Vektoren der momentan erregten kleinsten Herzabschnitte ergibt. Der elektrischen Herzachse dürfte wohl am ehesten der Integralvektor zur Zeit des größten Ausschlages von R zuzuordnen sein, der natürlich auch nur die Richtung zu einer bestimmten Zeit der Herzperiode anzeigt, aber doch weitgehend der Richtung AV-Knotenspitze entspricht. Die gezeigte Sinus-Kurven-Darstellung ist im Sinne der vektoriellen EKG-Beurteilung zur Bestimmung des Integralvektors zu jedem anderen Zeitpunkt der Herzperiode unter Zugrundelegung synchroner Größenverhältnisse der anderen Zacken heranzuziehen. So kann zum Beispiel durch Mitbeurteilung der S-Zacke eine Hypertrophieform vom reinen Lagetyp unterschieden werden.

Z á r d a y führt dazu an: "Bei Querlage (Linksablenkung des R-Vektors) neigt der S-Vektor nach rechts, bei Steilstellung (Rechtsablenkung des R-Vektors) eher nach links, das heißt das Verhältnis des R-Vektors zum S-Vektor bleibt unverändert, während bei den Hypertrophieformen eben dieses Verhältnis eine Änderung erfährt (gemeint ist durch die Massenzunahme der Arbeitsmuskulatur der linken beziehungsweise rechten Herzkammer). So kann eben auf Grund des S-Vektors eine Linkshypertrophie leicht von einer Querlage unterschieden werden."

Das hier beschriebene Diagramm wird im folgenden um die Kurven erweitert, die für die Verhältnisse bei den heute vielfach üblichen unipolaren Extremitätenableitungen nach Wilson (V-Ableitungen) oder nach Goldberger (aV-Ableitungen) Gültigkeit haben. (Abb. 11 unten). Da es sich, wenn auch mit einigem Vorbehalt, um unipolare Ableitungen gegenüber einer indifferenten, praktisch ein konstantes Potential aufweisende Elektrode handelt, ist für die Konstruktion der Richtung und der relativen Höhe der Ausschläge nicht die Projektion des Vektors auf die Verbindungslinie zwischen jeweils zwei Ableitungspunkten maßgebend, sondern die Projektion auf eine durch den Ableitungspunkt und den Dreiecksmittelpunkt laufende Linie (Abb. 5).

Entsprechend der Definition des E i n t h o v e n 'schen Dreiecks als gleichseitiges Dreieck, in dessen Mitte sich (bei Annahme einer gleichen Entfernung der Ableitungspunkte vom Herzen) das Herz befindet, stehen die genannten Linien in einem Winkel von 120° aufeinander und stellen also in diesem Falle auch die Winkelhalbierenden des Dreiecks dar, die sich gleichzeitig im Dreiecksmittelpunkt schneiden (Abb. 5). Daraus ergibt sich, daß zum Beispiel die der Ableitung VR bzw. aVR entsprechende Sinuskurve um 30° gegenüber der der Ableitung I zugehörigen Kurve verschoben ist usf. Außerdem sind die Kurven der Ableitung VL (aVL) gegenüber VR (aVR) und VF (aVF) gegenüber VL (aVL) jeweils um 120° gegeneinander verschoben (Abb. 4).

Es kann also auch bei den unipolaren Extremitätenableitungen nach Goldberger und Wilson allein oder in Verbindung mit den Einthoven'schen Standardableitungen die Richtung des Integralvektors und somit der jeweils vorliegende Positionstyp mit Hilfe der oben entwickelten Kurven (Abb. 11) schnell und relativ genau abgelesen werden. Die Länge (das heißt, um mit H o l z m a n n zu sprechen, "der manifeste Wert") des Integralvektors ist naturgemäß nicht bestimmbar, da sie außer

von der elektrischen Kraft auch von bei der üblichen Ableitetechnik unvermeidbaren und oft nicht qualitativ, geschweige denn quantitativ zu erfassenden extrakardialen Faktoren abhängig ist.

Als Beispiel sei ein EKG angefügt, (Abb. 13), dessen Größenverhältnisse der R-Zacken zum Beispiel die Richtung des Integralvektors von plus 90° (Steiltyp, Übergang zum Rechtspositionstyp, von manchen Autoren schon als fraglich pathologisch bezeichnet) ergeben. Bei der groben Übersicht zeigt sich RI klein, biphasisch (isoelektrisch), RII etwa so hoch wie RIII, was den Diagrammverhältnissen bei plus 90° entspricht. Dementsprechend zeigen sich bei den Goldberger-Ableitungen aVR und aVL etwa gleich tief negativ und aVF hoch positiv, was sich ebenfalls mit den Diagrammverhältnissen bei plus 90° deckt. Wenn man die Ausschläge dann aber noch mit dem Zirkel abgreift, so zeigt sich, daß RIII etwas höher positiv als RII und aVL etwas tiefer negativ als aVR ist. Auch liegt der mit dem Gipfel von RII und RIII synchrone Punkt der biphasischen Schwankung in Ableitung I etwas unter der isoelektrischen Linie. Es läßt sich also ohne zeitraubende Berechnung der absoluten Werte sagen, daß der Winkel des Integralvektors bzw. der elektrischen Herzachse noch etwas größer als plus 90° (schätzungsweise plus 92 bis 96°) ist, eine Genauigkeit der Angabe, die in Anbetracht der einfachen Bestimmung im täglichen EKG-diagnostischen Betrieb als durchaus hinreichend bezeichnet werden kann.

Methode der Lagebestimmung der elektrischen Herzachse in der Horizontalebene

a) aus den unipolaren Brustwandableitungen

Da im Verlauf einer Herzaktion im Körper ein "räumliches, elektrisches Feld" (H o l z m a n n) entsteht, ist es naheliegend, dessen Eigenschaften in Bezug auf Lage, Richtung und Größe nicht nur in der Frontalebene zu untersuchen, sondern auch in einer Transversalebene. Es sei wiederum auf die klassischen Versuche der W i l s o n -Schule (W i l s o n , J o h n s t o n , M a c l e o d , B a r k e r) verwiesen, deren Ableitungsschema der unipolaren Brustwandableitungen (gegen die indifferente CT-Elektrode), sofern diese sich einheitlich in einer Horizontalebene bezogen auf den Nullpunkt (= Quellpunkt S c h ä f e r s) des Herzens befinden, den folgenden Ausführungen zugrundeliegt. Es werden dementsprechend vornehmlich die Brustwand-

ableitungen des 5. Intercostalraumes rechts und links, also: V_4 bis V_8 und V_{r8} bis V_{r4} besprochen, die auf Grund ihrer Entfernung vom Herzen letztlich ihre typische Form dem Integralvektor als Summationsvektor verdanken und nicht einen Partialabgriff darstellen, wie zum Beispiel V_1 und V_2 , deren Potential zu zirka 50% (nach Schäfer) aus Teilen des rechten Herzens und des Septums stammt. Grundsätzlich und im weiteren bezugnehmend auf die Wilson'sche Auffassung vom Partialpotentialabgriff in den Brustwandableitungen schreibt v. Lutterotti: "Wenn man auch im Brustwandlektrokardiogramm die Wiedergabe des Integralvektors sieht, so ist es aber auf der anderen Seite so, daß beim normalen Herzen die Größe und Richtung dieser Vektoren in enge Beziehungen zu den anatomischen Gegebenheiten steht. Beim normalen Herzen ist der linke Ventrikel stets wesentlich muskelkräftiger als der rechte; das durchschnittliche Gewichtsverhältnis beträgt 2,61 zu 1 zu Gunsten des linken. Die Form des Herzens und dieses Gewichtsverhältnis schwanken nur in relativ engen Grenzen, solange keine pathologischen Bedingungen vorliegen. Man wird also annehmen dürfen, daß auch die Richtung der Vektoren im Verhältnis zu den verschiedenen Muskelmassen des Herzens mehr oder minder gleich bleibt. Auf gleichbleibende Ableitungssachsen werden sich diese Vektoren bei gleicher Lage des Herzens im Thorax dann auch immer in der gleichen Art projizieren, was wiederum zu charakteristischen Formen des EKG führt, je nachdem von welcher Seite aus, also unter welchem Winkel das Herz betrachtet wird. So hat man also auch bei vektorieller Auffassung die Berechtigung, bestimmte Formen des EKG bestimmten anatomischen Teilen des Herzens zuzuordnen, und in diesem Rahmen sind die Anschauungen Wilsons richtig."

Wesentlich ist noch, das geometrische Verhältnis des elektrischen Null-Punktes zu den benutzten Brustwandableitungen zu erläutern, denn er ist weitgehend exzentrisch und praktisch (abgesehen von extremer Querlage) über den Abgriffstellen der Elektroden gelegen. Bei Normalfällen kann ein fixer Null-Punkt angenommen werden, der nach Gillman etwa im Kammerseptum liegt und ja nach den physiologisch-pathologischen Verhältnissen des Herzens eine charakteristische Lageveränderung erfährt; so zum Beispiel findet man eine höhere Null-Punkt-Lage bei Hypertrophie des rechten Ventrikels, bei Rechtsschenkelblock, bei Hinterwandinfarkt und Infarkt der diaphragmalen Herz-

wand, eine tiefere Null-Punkt-Lage ergibt sich bei hypertrophiertem linken Ventrikel und bei Linksschenkelblock. Weiterhin ist eine Verschiebung des Null-Punktes sowie eine Drehung des gesamten Herzens bei tiefer Inspiration und Expiration festzustellen, so zum Beispiel kann sich das Extremitäten-EKG (und dementsprechend naturgemäß ebenso die Vektorlage im Brustwand-EKG) eines ausgeprägten Linkstyps von etwa 0° bei Expiration bis zum Diagramm einer normalen Herzlage mit $+45^{\circ}$ bei tiefer Inspiration verändern (Versuchsperson war eine 36jährige Sportlehrerin, Abb. 15). Nach G r o e d e l verschiebt sich bei der Atmung "der linke Herzrand stärker als der rechte, nämlich im Verhältnis von 6,5:4,8. Das Herz dreht sich dabei gleichsam um einen Punkt, der an der Stelle liegt, wo rechtes Zwerchfell und rechter Vorhof zusammenstoßen."

E i n t h o v e n schreibt zur Frage, wie es möglich ist, daß man bei den gewöhnlichen Respirationsbewegungen, wobei die Röntgendurchleuchtung oft deutliche Lageveränderungen des Herzens erkennbar macht, doch in der Regel keine nennenswerte Veränderungen im EKG beobachtet: "Die Erklärung muß darin gesucht werden, daß während einer gewöhnlichen, nicht exkursiven Atembewegung in vielen Fällen hauptsächlich eine sich selbst parallele Verschiebung des Herzens stattfindet. Eine solche Verschiebung übt nur einen sehr geringen Einfluß auf die Form des EKG aus, während eine kleine Drehung um die sagittale Achse so, wie sie durch eine tiefere Atembewegung erzielt wird, schon genügt, die Form und Höhe der verschiedenen Zacken der Kurve wahrnehmbar zu modifizieren."

Weiterhin sei erwähnt, daß bei dem später zu beschreibenden Typendiagramm und den dazu notwendigen geometrischen Berechnungen stets der Thorax in seiner anatomischen Form zugrundegelegt wurde. Es ist bewußt auf die hypothetische Vereinfachung des Thorax (sowohl in Bezug auf die äußere Thoraxform als auch auf die Niveauunterschiede der Ableitstellen innerhalb des 4. Intercostalraumes) zur ideal-symmetrischen Kreisfigur (wie bei S c h ä f e r) verzichtet worden, obwohl sich daraus gewisse Ungenauigkeitsfaktoren ergeben, die weitgehend zu klären versucht werden. Den folgenden Ausführungen liegt ein Normalthorax von eury somatischem Körperbau (nach den topographischen Blättern von v. L a n z) zugrunde. Bei den übrigen Konstitutionstypen ergibt sich naturgemäß entsprechend den gesamten anatomo-

mischen Proportionen eine andere spezifische Herzlage (so zum Beispiel neigt der Astheniker ausgesprochen zum rechtsbetonten bzw. dem sogenannten Steiltyp, der Pykniker hingegen mehr zum angedeuteten bis ausgeprägten Linkstyp.). G i l l m a n n und D a n e r s haben in den "Studien über die anatomische Lage des Herzens" folgende interessante Mittelmaße veröffentlicht, die in Abbildung 8-10 dargestellt sind. Diese Werte sind insofern sehr aufschlußreich, da sie eine Möglichkeit bieten, hinreichend exakt die Differenz zwischen anatomischer und elektrischer Herzachse festzustellen, wobei es offensichtlich ist, daß im Brustwandelektrokardiogramm entsprechend dem Massenverhältnis beider Ventrikel zueinander eine allgemeine Linksverschiebung der elektrischen Achse stattfindet, die sich naturgemäß bei dem Extremitäten-EKG und den unipolaren Extremitätenableitungen nicht so stark bemerkbar machen kann, da in beiden angeführten Ableitungsarten Potentialdifferenzen in der Frontalebene nur relativ genau in Bezug auf ihren anatomischen Ursprung erfaßt werden können.

b) unter Verwendung einer eigenen Diagramm-Konstruktion

Es wurde nun unter Anwendung der bereits ausführlich beschriebenen mathematischen Beziehung, daß die Projektion eines Vektors, der um 360° gedreht wird, auf den Radius des Drehkreises einer Sinuskurve entspricht, für jede der Ableitungen V_4 bis V_8 und V_{r8} bis V_{r4} entsprechend den trigonometrischen Funktionen eine Sinuskurve konstruiert (Abb. 12). Diese Sinuskurven sind, ausgehend von V_4 gegeneinander verschoben und zwar um den Winkel, den die jeweilige Ableitungselektrode mit der nächsten in Beziehung auf den elektrischen Nullpunkt bildet, im Sinne einer Rotation um die ganze Thorax-Peripherie im 5. Intercostalraum.

Bezugnehmend auf ein von S c h ä f e r (nach der Formel $V_1 = K_1 \cdot \frac{\cos V}{R^2}$) ausgearbeitetes einfaches Gesetz, welches auf alle Brustwandableitungen anwendbar ist und besagt: "das Potential, das vom Integralvektor des Herzens erzeugt wird, wird von der Brustwand mit einem Teil abgegriffen, welcher dem Quadrat der Entfernung vom Herzen umgekehrt proportional ist", wurden die einzelnen Sinuskurven je nach dem Abstand der zugehörigen Elektrode vom Null-Punkt des Herzens modifiziert, das heißt, die Kurven wurden entsprechend dem reziproken Wert des Quadrates der Entfernung abgeflacht (Abb. 12). Im Bereich der Ableitungen

V_5 und V_6 ist beim angedeuteten und ausgeprägten Linkstyp die Wirkung der Entfernung trotz des Abstandes vom Null-Punkt des Herzens nicht bedeutend, da infolge der relativen Herznähe die Nah- und Fernpotentiale gleich stark sind (S c h ä f e r) und somit die auf Grund der Entfernung errechnete Abflachung nicht voll wirksam ist. Diese bei Hypertrophien vorliegenden Verhältnisse erklärt S c h ä f e r: "Liegen größere Fasermassen, deren Potentiale auf die Elektrode zulaufen, sehr nahe, andere, an Zahl absolut vielleicht sogar überwiegende Fasern aber ferne, so herrscht trotzdem positives Potential vor; umgekehrt kann ein negativer Ausschlag sehr wohl von fernen Potentialen erzwungen werden, welche trotz ihrer größeren Entfernung ein höheres Massenäquivalent besitzen".

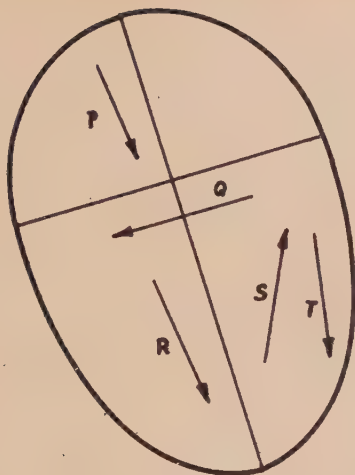
Da unipolar abgeleitet wird und für die Ausschlagsrichtung folgendes gilt: "Ein Ausschlag nach oben im Brustwand-EKG bedeutet, daß die Mehrzahl aller äquivalenten Masseneinheiten solche Erregungswellen enthält, welche auf die Elektrode zulaufen" (S c h ä f e r), ergibt sich aus den Ableitungen die Projektion des Vektors auf die Verbindungslinie zwischen Elektrode und Herzmitte. Bei einer Analyse der gesamten Ableitungen von V_4 bis V_8 und V_{r8} bis V_{r4} zeigt sich für die verschiedene Richtung von R folgendes Verhältnis (nach S c h ä f e r): "Bei unipolarer Ableitung von Brustwandstellen, die vom Herzen aus gesehen sich genau entgegengesetzt gegenüber liegen, werden Elektrokardiogramme erhalten, welche spiegelbildlich gleich sind. Der Vektor projiziert sich auf die eine Ableitelinie in positiver, auf die um 180° entgegengesetzte um den gleichen Betrag in negativer Richtung. Auch die Größe solcher Ableitungen sind gleich, wenn man die Schreibempfindlichkeit des Oszillographen dem Quadrat des Abstandes vom Herzen reziprok setzt".

Als Beispiel seien drei Elektrokardiogramme (Abb. 15-16) in den Brustwandableitungen von V_4 bis V_{r4} angeführt, aus denen die Brauchbarkeit des entwickelten Diagramms zur Bestimmung der horizontalen elektrischen Herzachse (Integralvektor) aus den Brustwandeletrokardiogrammen hervorgeht. Zur Übersicht und besseren Vergleichsmöglichkeit der Potentialdifferenzen in den gesamten Brustwandableitungen, vor allem der R-Zacke, wurde jeweils im obersten Kanal V_4 nochmal mitgeschrieben. Weiterhin wurde ein Übersichtsschema angegeben, in dem entsprechend den oben bereits ausführlich beschriebenen Voraussetzungen, die grundsätz-

lich möglichen Winkel des Integralvektors dargestellt sind (Abb. 14).

Bei den einzelnen Patienten ergab sich eine Vektorlage von Pat. G. = 90 Grad, Pat. W. = 100 Grad, Pat. K. = 150 Grad. Diese ausgeprägte Linksverschiebung der elektrischen Herzachse ist sinngemäß durch das Überwiegen der Massenpotentiale des linken Ventrikels im Vergleich zum rechten zu erklären. Naturgemäß lassen sich diese anatomischen Gegebenheiten besser in dem horizontalen Herzbild der Brustwandableitungen überblicken, da die Ableitungen in der Frontalebene durch den größeren Abstand, und den damit in diesem Sinne ungünstig veränderten Winkel zum Integralvektor, solche exakte Differenzierungen nicht erlauben.

Abbildungen

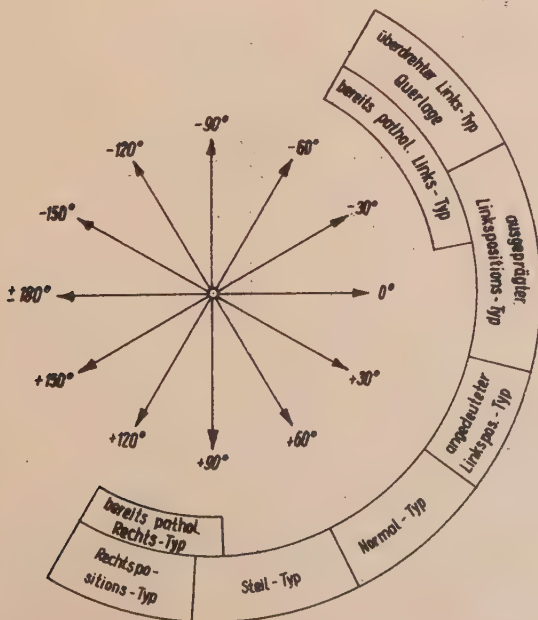


1

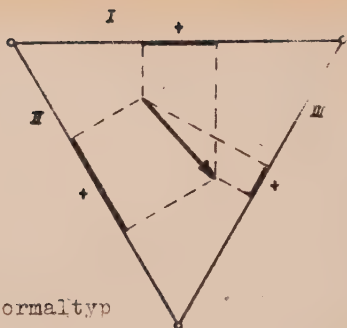
Das Herzschema, in welchem die auf der Abbildung sichtbaren normalen Verlaufsrichtungen der 5 Momentanvektoren eingezeichnet sind, und zwar Vektor P in dem rechten Vorhof, da er mit der Vorhoftätigkeit zusammenhängt, die übrigen Vektoren in die Kammern, da sie vermutlich auf elektrische Vorgänge innerhalb der Kammern zu beziehen sind.

Der Ausgangspunkt des Pfeiles bedeutet - wie üblich - relative Elektronegativität (Aktivität), die Pfeilspitze den neutralen (Ruhe-) Zustand der Zellen.

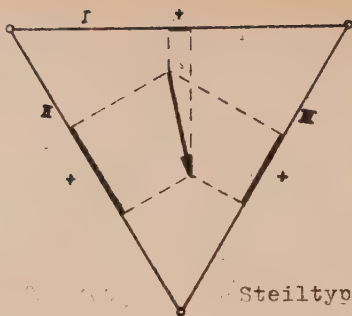
(nach Zárday)



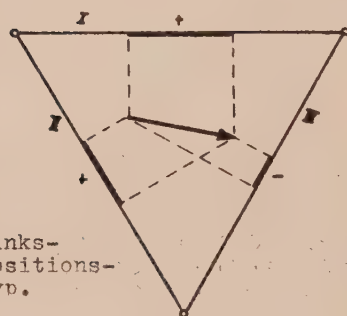
2



Normaltyp

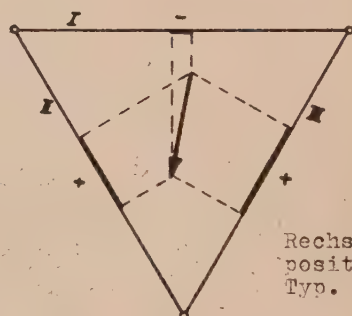


Steiltyp

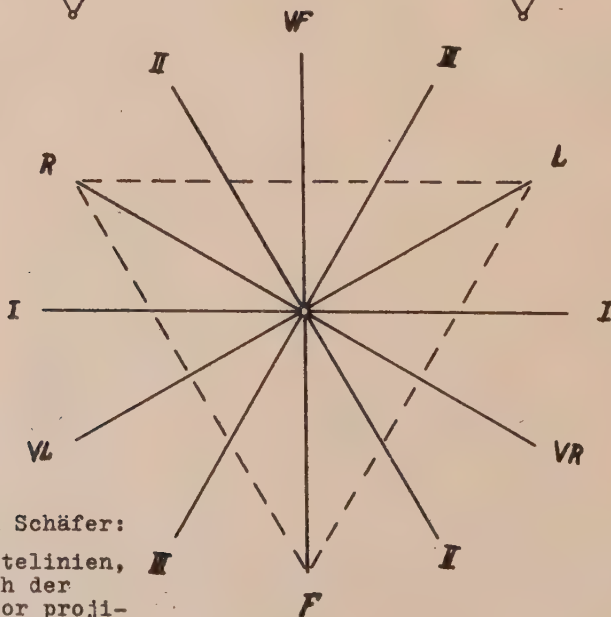


Links-
positions-
Typ.

3



Rechts-
positions-
Typ.



Schema nach Schäfer:

Die 6 Ableitelinien, auf die sich der Frontalvektor projizieren kann, bei I - III und den 3 unipolaren Extremitätenableitungen. Die Fläche ist durch diese 6 Ableitungen im Winkel von 30° aufgeteilt. Die 6 Ableitungen geben also eine sehr feine Analyse der Flächenlage des Vektors.

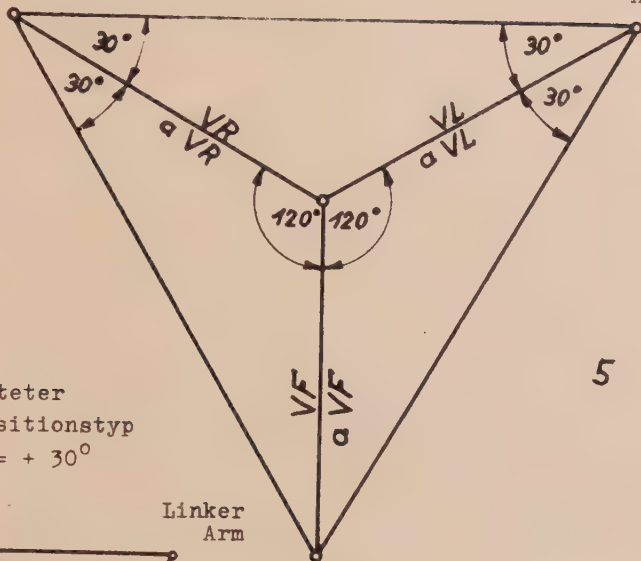
4

Rechter

Arm

Linker

Arm

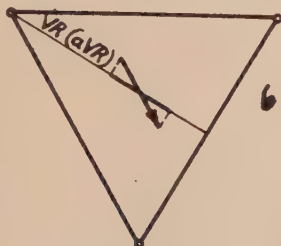


Angedeuteter
Linkspositionstyp
z.B. = + 30°

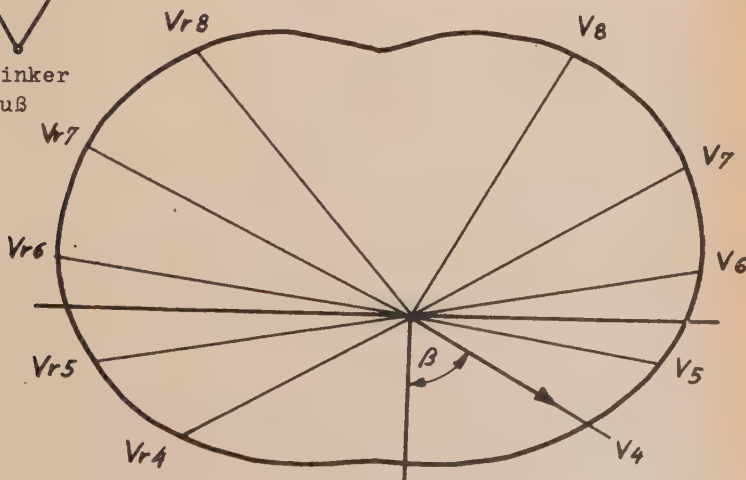
Rechter
Arm

Linker
Arm

Linker
Fuß

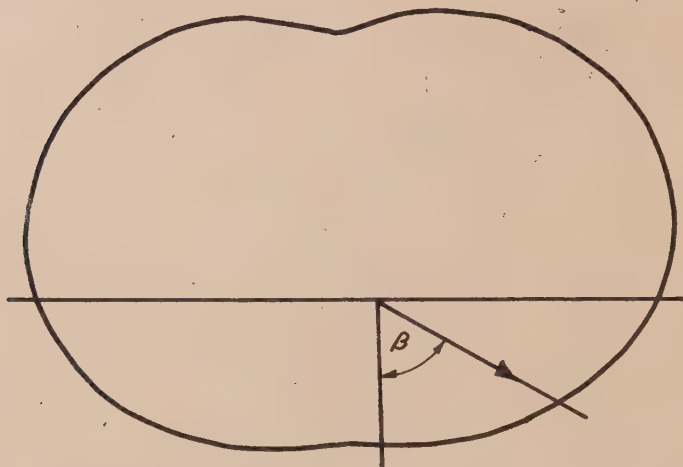


Linker
Fuß



7

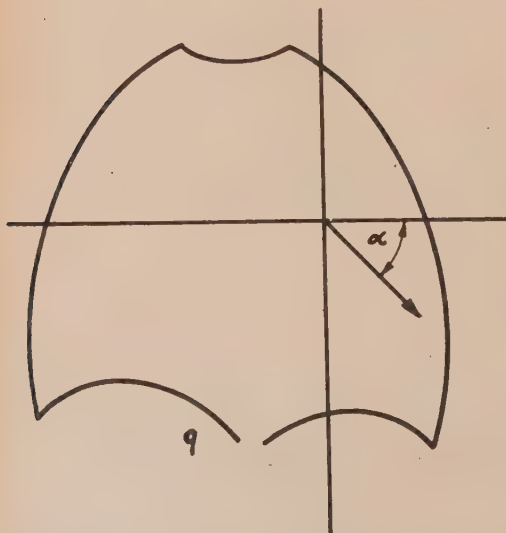
Studie über die anatomische Lage des Herzens



8

Der Winkel β gleich der Winkel der Herzlängsachse von oben gesehen zur Sagittalebene.

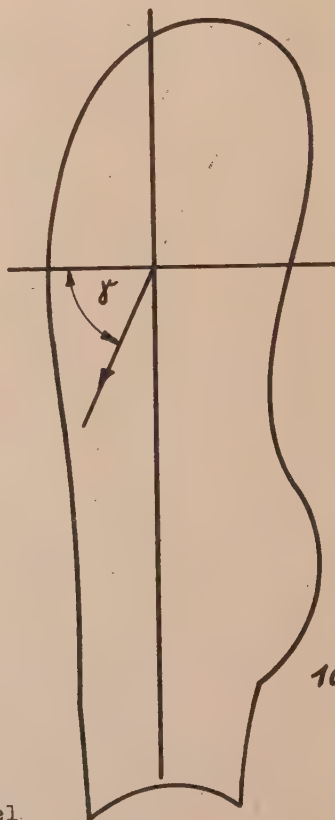
Mittelmaß für Winkel $\beta = 60^\circ - 65^\circ$



9

Der Winkel α gleich der Winkel der Herzlängsachse von vorne gesehen zur Horizontalebene.

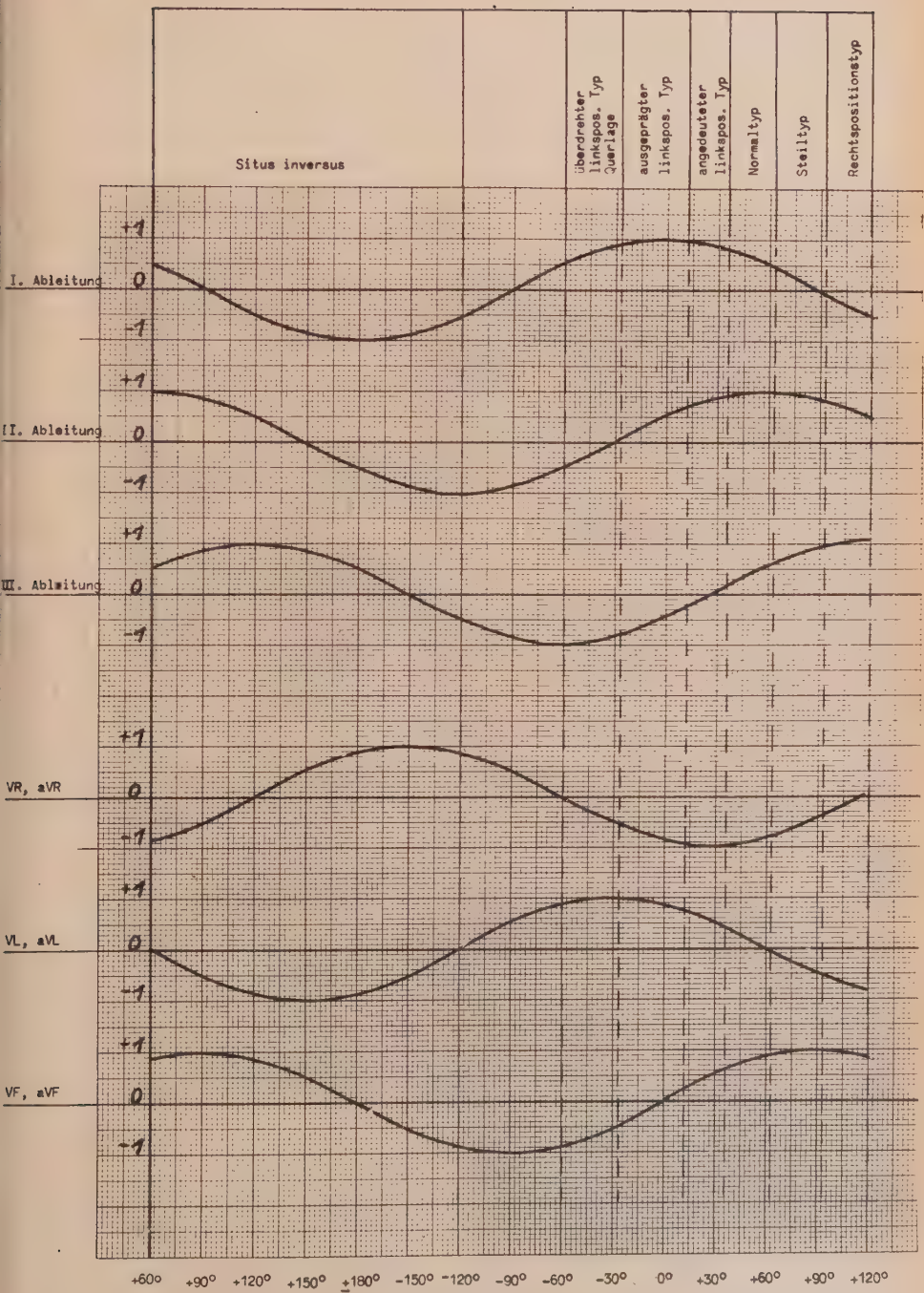
Mittelmaß für Winkel $\alpha = 45^\circ - 50^\circ$

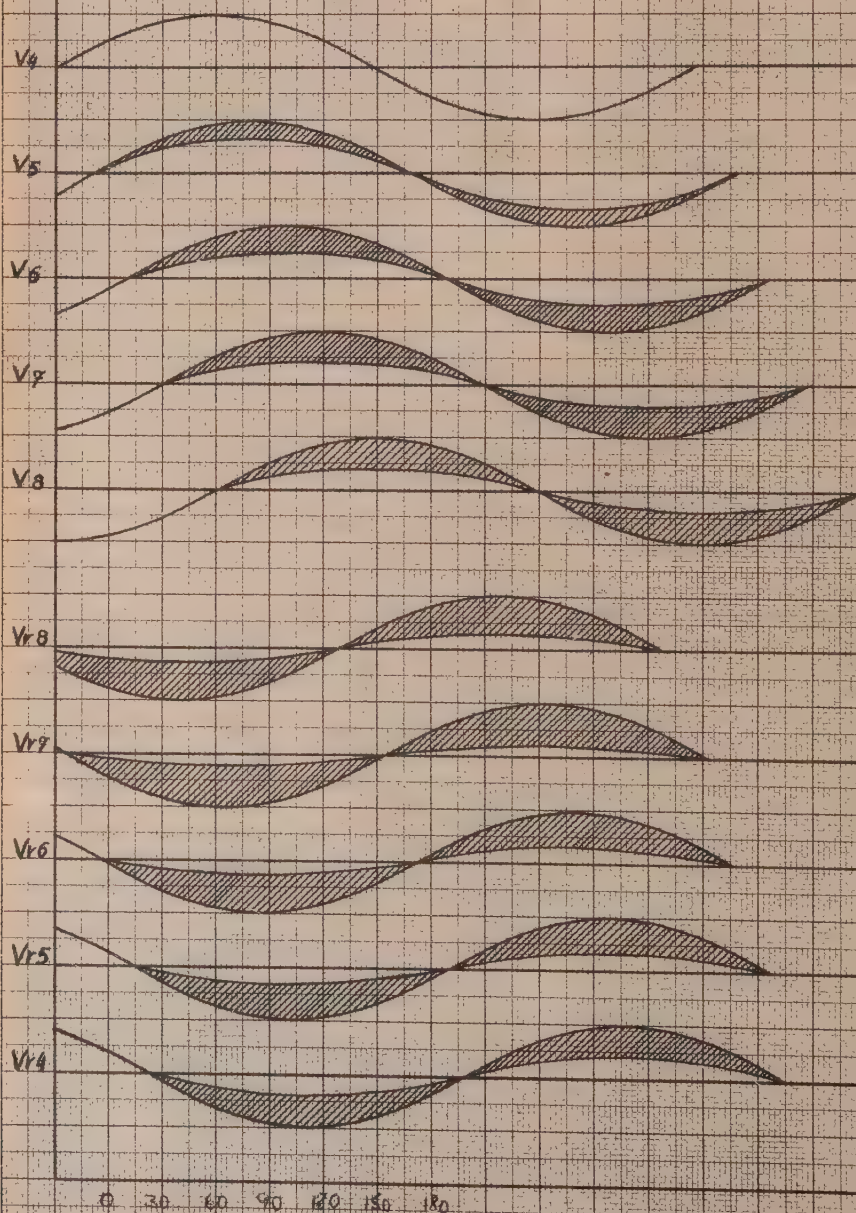


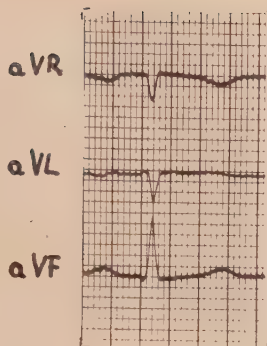
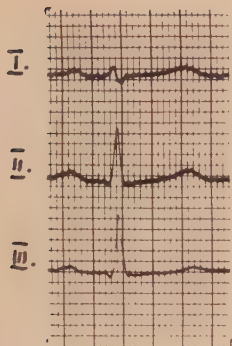
10

Der Winkel γ gleich der Winkel der Herzlängsachse von links gesehen zur Horizontalebene.

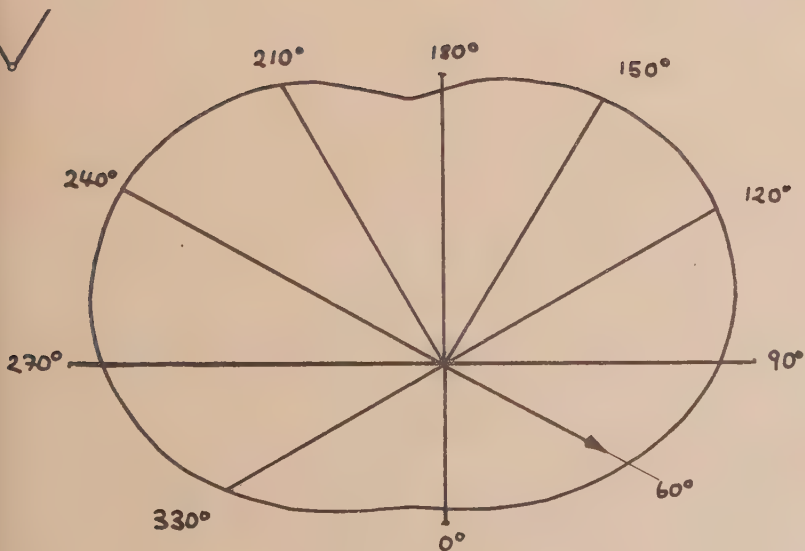
Mittelmaß für Winkel $\gamma = 65^\circ - 70^\circ$





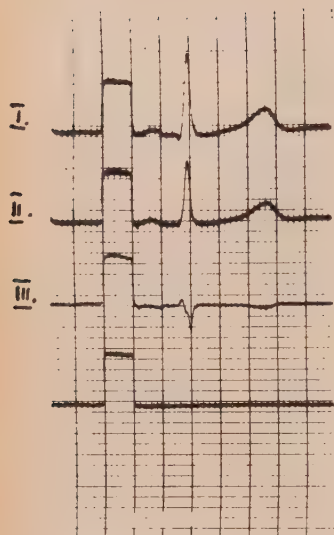


13

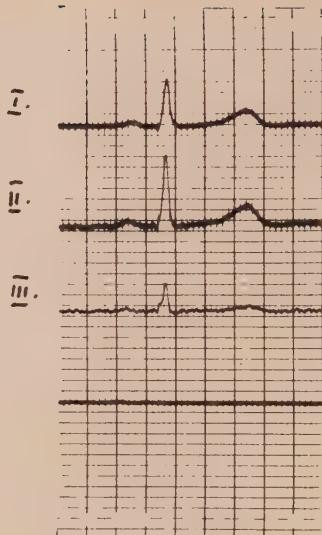


ÜBERSICHTSSHEMA ZUR VEKTORLAGE DER HORIZONTALLEBENE.

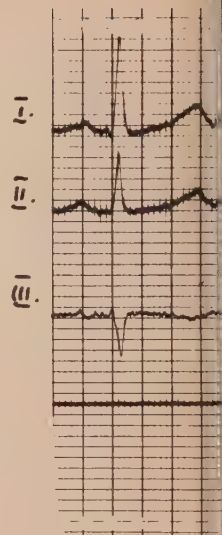
14



NORMAL $\approx +12^\circ$



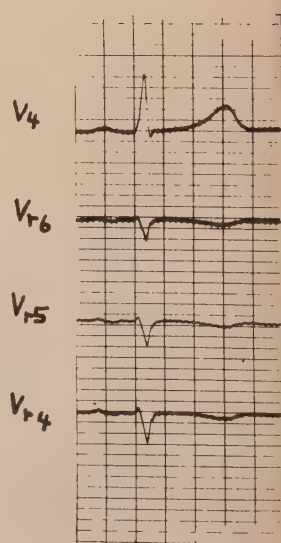
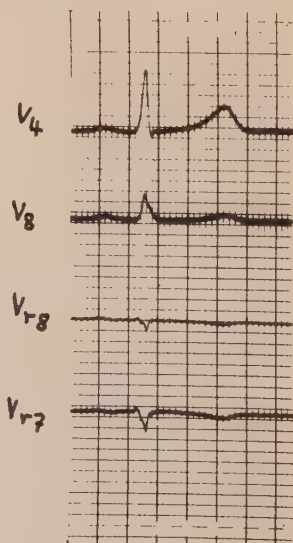
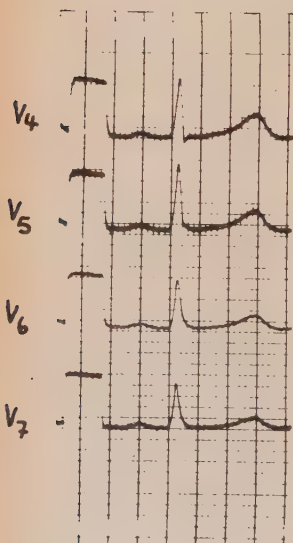
INSPIRATORISCH $\approx +45^\circ$

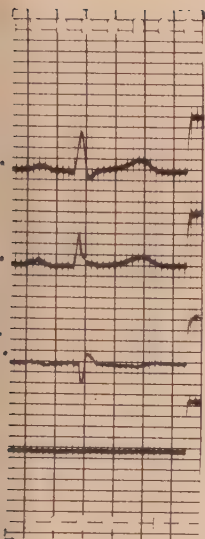


EXPIRATORISCH $\approx +12^\circ$

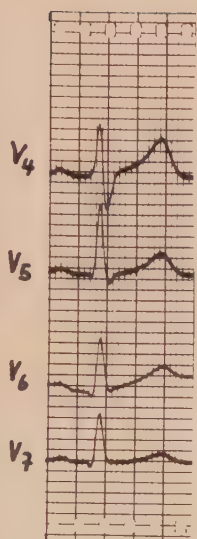
VEKTORLAGE DES PATIENTEN G.:

IN DEN BRUSTWANDABLEITUNGEN $\approx 90^\circ$

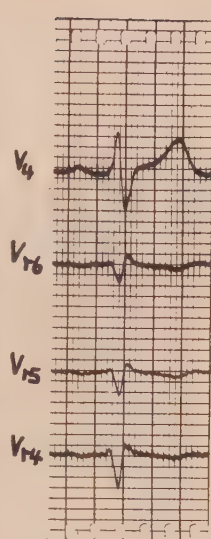
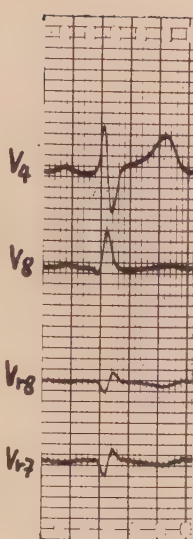




$\approx +6^\circ$



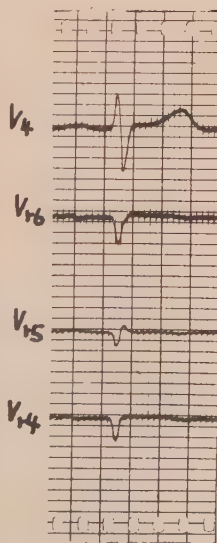
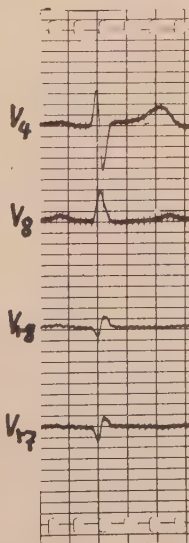
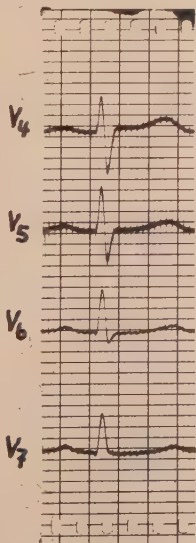
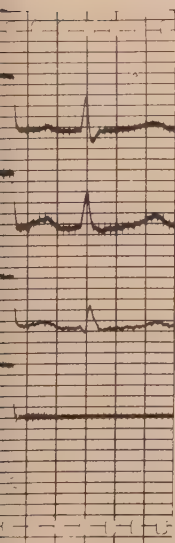
IN DEN BRUSTWANDABLEITUNGEN $\approx 100^\circ$



VEKTORLAGE DER PATIENTEN 

$\approx +36^\circ$

IN DEN BRUSTWANDABLEITUNGEN $\approx 150^\circ$



Zusammenfassung

Bezugnehmend auf die Ausführungen von M a t h i e s wurden zwei weitere Möglichkeiten zur Lagebestimmung der einzelnen Vektoren im Verlauf einer Herzperiode beschrieben. Für die Vektorbestimmung in der Frontalebene wurden die unipolaren Extremitätenableitungen nach G o l d b e r g e r und W i l s o n , für die Vektorbestimmung in der Horizontalebene die unipolaren Brustwandableitungen herangezogen. Für beide Ableitungsarten wurden entsprechende Diagramme konstruiert, die mit relativ einfachen Mitteln im täglichen Praxisbetrieb in kurzer Zeit eine hinreichend genaue Vektorlagebestimmung erlauben. Die von S c h ä f e r entwickelte Methode zur flächenmäßigen Errechnung reeller Vektorwinkel und die der Vektorschleife nach S c h e l - l o n g erlauben zweifelsohne die bisher exakteste Vektorbestimmung. In der vorliegenden Arbeit sollte lediglich eine zeitsparende für die Praxis bestimmte Vektoranalyse in Bezug auf Vektorlage und Vektorrichtung beschrieben werden.

Literaturverzeichnis

- Boden, E.: Elektrokardiographie für die ärztliche Praxis, 7. Aufl.
(Darmstadt 1952)
- Einthoven, W., Fahr, G. und de Waart, E.: Über die Richtung und die
manifeste Größe der Potentialschwankungen im menschlichen
Herzen und über den Einfluß der Herzlage auf die Form des
EKG's. Pflügers Arch. 150 (1913), 275
- Gillmann und Daners: Studien über die anatomische Lage des Herzens
Z. Kreislaufforschung 40 (1951), 641
- Holzmann, M.: Klinische Elektrokardiographie (Stuttgart)
- Holzmann, M.: Der neueste Stand der Brustwandelektrokardiographie.
Zschr. f. Kreislaufforschung 40 (1951)
- Lemmerz, H., Ritzmann, J. und Kranemann, J.: Die Auswertung des EKG.
- Lutterotti, M. von: In wie weit können die Anschauungen von Wilson in
Übereinstimmung mit der Vektoranalyse des EKG
gebracht werden? Zschr. f. Kreislaufforschung
40 (1951), 674
- Mathies, H.: Eine Kurvendarstellung zur Positionstypendiagnostik aus
dem Extremitäten-EKG. Münch. med. Wschr. 48 (1955), 1617
- Schäfer, H.: Das Elektrokardiogramm, Theorie und Klinik (Berlin-Göttingen-Heidelberg)
- Wenger, R.: Klinische Vektorkardiographie (Darmstadt 1956)
- Zárday, I.: Die vektorielle Betrachtung der EKG-Kurve in der Praxis.
Dtsch. med. Wschr. 5 (1950), 175

Ich möchte hiermit Herrn Prof. Dr. W. Seitz für die Überlassung des Themas danken, Herrn Dr. H. Mathies für die im besten Sinne "akademische" Führung und Beratung während der gemeinsamen wissenschaftlichen Arbeit.

Am 26.2.1933 wurde ich als drittes Kind des Studienrates Dr. H. G. Wink in Bonn geboren. Ich besuchte dort die Volksschule und Oberschule bis 1945, nach dem Zusammenbruch habe ich 1953 in Wittlich Abitur gemacht, an dem dortigen Realgymnasium. Im Herbst 1954 habe ich in Bonn mit dem Studium der Medizin begonnen. 1955 bin ich dann an die Münchner Universität gegangen, wo ich im Wintersemester 1956/57 die vorärztliche Prüfung mit Erfolg bestanden habe. Ich möchte gern weiter in München studieren bis zu meinem Staatsexamen im Frühjahr 1960. Nach dem Wintersemester 1960 habe ich mit Erfolg mein Examen bestanden an der Universität in München.

